

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

549 340

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2004年9月23日 (23.09.2004)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2004/080302 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 5/055, G01R 33/563
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2004/003274
- (22) 国際出願日: 2004年3月12日 (12.03.2004)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願2003-069530 2003年3月14日 (14.03.2003) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1000047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 阿部 貴之 (ABE, Takayuki) [JP/JP]; 〒2700005 千葉県松戸市大谷口421-1-305 Chiba (JP). 高橋 哲彦 (TAKAHASHI, Tetsuhiko) [JP/JP]; 〒3400011 埼玉県草加市栄町3-4-24-910 Saitama (JP).

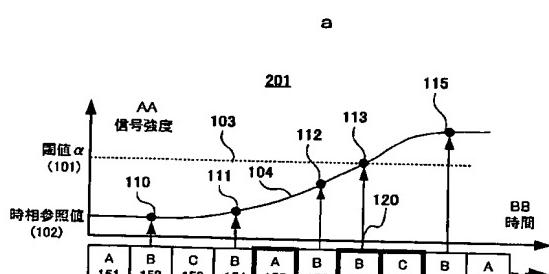
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG,

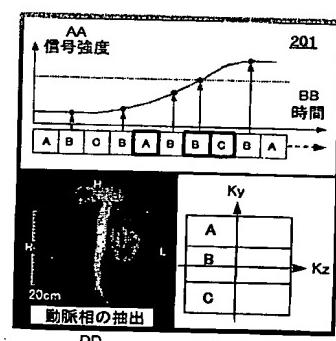
(統兼有)

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置



(57) Abstract: A magnetic resonance imaging system in which measurement data (k space data) of arterial phase is extracted easily (and instantaneously) after imaging a plurality of time phases including the arterial phase and its image can be displayed in dynamic MRA measurement employing a contrast medium. Dynamic measurement is thereby carried out using a means for extracting the time phase evaluation values (e.g. the origin data in k space) in respective time phases and then automatically extracting a data set including a time phase where the time phase evaluation value reaches a specified threshold value.



(57) 要約: 本発明は、造影剤を用いたダイナミックMRA計測において、動脈相を含む複数の時相の撮像後に、簡単に(瞬時に)動脈相の計測データ(k空間データ)を抽出してその画像を表示することを可能とする磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。そのため、ダイナミック計測を実行し、この際、各時相における時相評価値(例えばk空間の原点データ)をそれぞれ抽出し、該時相評価値が所定の閾値に到達した時相を含むデータセットを自動抽出する手段を設ける。

101...THRESHOLD VALUE  $\alpha$   
102...TIME PHASE REFERENCE VALUE  
AA...SIGNAL STRENGTH  
BB...TIME  
CC...IMAGE REARRANGEMENT  
DD...EXTRACTION OF ARTERIAL PHASE

WO 2004/080302 A1



KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

## 明細書

## 磁気共鳴イメージング装置

## 5 技術分野

本発明は、核磁気共鳴(以下 NMR と略す)現象を利用して被検体の所望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング(以下 MRI と略す)装置に関し、特に Gd-DTPA 等の T1 短縮型の造影剤を用いて血管系を描出する際に造影剤を含む血流動態の動脈相画像を容易に描出することが可能な MRI 装置に関するものである。

10

## 背景技術

磁気共鳴イメージング装置は、NMR 現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピン(以下単にスピンと略す)の密度分布、緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の任意の断面を画像表示するものであり、特に、造影剤を用いて血管を高信号で描画するコントラストエンハンスド MR アンジオグラフィ(以下 CE-MRA と略す)という撮像機能を有している。

例えば、肘静脈から造影剤を注入すれば、心臓を通って拍出された造影剤は、最初に動脈系を造影し、毛細血管を介して次に静脈系を造影する。病態の臨床診断においては、動脈系のみならず、静脈系の描出も必要な場合があり、CE-MRA の撮影を複数の時相に亘って連続的に行うことが望ましい場合もある。こうした撮像法をダイナミック MRA 計測(以下ダイナミック計測と略す)と呼ぶ。

このダイナミック計測においては病態の診断精度を向上する上で時間分解能が重要となるが、位相エンコード数やスライスエンコード数によって規定される空間分解能又は信号雑音比(S/N)とトレードオフの関係にある。そのため、計測空間(以下 k 空間と略す)を複数の領域に分割して、同一領域の計測データを複数の時相間で共有して、実質的に 1 回当たりの撮像時間を短縮する方法が特開 2002-177240 号公報に開示されている。

しかし、ダイナミック計測においては、計測データ数(時相数)が多くなる。特

に、3次元撮像の場合は、多数の計測データの中から診断に必要とされる動脈相(動脈が主として描出されている時相)を構成する3次元データのみを抽出する操作は煩雑で、撮像後に瞬時に動脈相の2次元投影像の作成及びレビュー(診断)ができるないという課題がある。

- 5 上記特開2002-177240号公報には、計測された複数の時系列データの中から、所望の動脈相の計測データを抽出する方法は開示されていない。

### 発明の開示

本発明の目的は、ダイナミック計測において、撮像後に簡易に(または瞬時に)、目的とする時相(例えば動脈相)を抽出し、その動脈相における2次元投影像の作成を可能とするMRI装置を提供することである。

上記目的を達成するために、本発明は以下の様に構成される。即ち、

k 空間をその原点を含み高頻度で計測される高頻度計測領域と原点を含まずに低頻度で計測される複数の低頻度計測領域とに分割し、前記高頻度計測領域の計測と該計測の合間の前記各低頻度計測領域の計測をそれぞれ繰り返してk空間データを計測する計測制御手段と、前記k空間データを用いて画像再構成を行う信号処理手段と、得られた画像を表示する表示手段とを備えたMRI装置において、前記信号処理手段は、前記高頻度計測領域から時相評価値を取得し、該時相評価値が所定の閾値以上に到達した時相を求め、該時相を含む高頻度計測領域及び該高頻度計測領域に時間的に近接して計測された少なくとも一つの低頻度計測領域を画像再構成用セットとして選択し、該セットのk空間データを用いて前記画像再構成を行う。

これにより、ダイナミック計測において被検体の所望の時相が開始するタイミングを容易に取得することが出来るようになる。その結果、所望の時相を反映した画像を簡易且つ瞬時に取得することができるようになる。特に、造影MRAにおいて、複数の時相を含む多数の時系列計測データの中から目的とする動脈相のk空間データを簡易且つ瞬時に抽出して、その画像を表示することができる。

好ましい一実施態様によれば、前記画像再構成用セットを構成する低頻度計測領域の少なくとも一つは、該画像再構成用セットを構成する高頻度計測領域の直

前又は直後に計測された計測領域とする。さらに、前記前記画像再構成用セットを構成する各計測領域の選択は、 $k$  空間の全領域を含むように行われる。

これらによれば、所望の時相のコントラスト情報を持つ高頻度計測領域とそれに時間的に近接する低頻度計測領域の  $k$  空間データを用いることによって、所望の時相がより反映された画像を取得することができる。特に、造影 MRA においては造影剤濃度が時間的に変動するために、造影剤濃度が高くなつて血管が高信号に描出される動脈相のコントラストがより強く反映された画像を取得することが可能になる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記計測制御手段は、前記高頻度計測領域の計測期間が前記時相を含むように各計測領域の計測順序を制御する。より具体的には、前記信号処理手段は、前記時相評価値の時間的変化から前記時相のタイミングを予測し、前記計測制御手段は、前記予測されたタイミングに基づいて前記各計測領域の計測順序を制御する。

これらによれば、時相評価値の時間的変化に追従して各計測領域の計測順序を制御(変更)することができ、高頻度計測領域の計測期間が所望の時相を確実に含む様にすることができる。その結果、所望の時相をより強く反映した画像を取得することができる。特に、造影 MRA において、動脈相のコントラストが反映された画像を確実に取得することが可能になる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記信号処理手段は、前記繰り返し計測の後に前記時相を求める。

これによれば、ダイナミック計測の後にも、所望の時相の開始タイミングを確実且つ容易に取得することができ、その時相を反映した画像を容易に取得することができる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記時相評価値を、前記高頻度計測領域における  $k$  空間データの略ピーク値とする。又は、前記時相評価値を、前記高頻度計測領域における  $k$  空間原点を含む読み出し方向の 1 次元データをフーリエ変換した後の加算値とする。

これらによれば、被検体の時相をより良く反映した S/N の良い信号値を時相評価値とすることによって、被検体の時相を確実且つ容易に認識できるようにな

る。

また、好ましい一実施態様によれば、前記閾値は、前記時相評価値のベースライン値の 1.8 倍以上とする。あるいは、前記閾値は、前記時相評価値の最大値の 80%以上とする。

5 これらによれば、特に造影 MRA において、ダイナミック計測中に蓄積された複数の時相を含む多数の時系列計測データの中から、ダイナミック計測後に目的とする動脈相の  $k$  空間データを簡易且つ瞬時に抽出して、その画像を表示することができる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記表示手段は、前記時相評価値を時系列的に表示する。そして、前記時系列的に表示された時相評価値を結んでそれらの時間的変化を近似して表す信号強度変化曲線を表示する。また、前記閾値を設定する手段を備える。また、前記時相を指定する手段を備え、前記信号処理手段は、前記指定された時相に最寄りの高頻度計測領域を選択する。また、前記時相評価値の表示と時間軸を同一にして前記各計測領域の計測順序と計測期間を表示し、この表示を画像再構成用のセットとして選択できる手段を備える。その際、前記選択された各計測領域の表示を選択されなかった他の計測領域の表示と異ならせる。

これらによれば、時相評価値の時間的変化を通して被検体の状態(時相)を容易に認識することができる。そして、表示画面上において、閾値の設定と変更、所望の時相の開始タイミングの指定と変更、及び画像再構成用計測領域セットの直接指定を容易に行うことができ、これらが反映された画像を容易に取得することができる。特に造影 MRA において、動脈相の開始タイミングの微調整、又は直接画像再構成用計測領域セットの指定ができるることは、より確実に動脈相の状態を反映した画像を取得する意味で、診断上特に有用である。

25 また、好ましい一実施態様によれば、前記  $k$  空間データは、前記被検体内に注入された造影剤の濃度情報が反映されたデータであり、前記画像は前記被検体の血管像を含み、前記時相は動脈が前記造影剤によって描出される時相とする。これにより、造影を用いたダイナミック MRA 計測において、血管の動脈相を確実にとらえた画像を容易に取得することができる様になる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記  $k$  空間はスライスエンコード方向と位相エンコード方向と読み出し方向から成る 3 次元空間であり、前記  $k$  空間の分割は読み出し方向に平行な平面による分割とする。この場合は、前記画像処理は、  
3 次元再構成後に 2 次元平面に投影処理を行う。あるいは、前記  $k$  空間は読み出  
5 し方向と位相エンコード方向から成る 2 次元空間であり、前記  $k$  空間の分割は読み出し方向に平行な直線による分割とする。

これらにより、造影を用いた 2 次元又は 3 次元のダイナミック計測においても、所望の時相を確実にとらえた画像を簡易且つ瞬時に取得することができる様になる。特に造影 MRAにおいて、動脈相の 2 次元又は 3 次元血管像を容易に取得で  
10 きるようになる。

#### 図面の簡単な説明

図 1 は 3 次元  $k$  空間の分割例を示す図である。図 1a は、読み出し方向( $K_x$ )とスライスエンコード方向( $k_z$ )で規定される面  $K_x-k_z$  で、3 次元  $k$  空間を原点を含む高頻度計測領域 B とそれ以外の低頻度計測領域 A,C に分けた場合を  $K_x=0$  平面の様子で示した図である。図 1b は、読み出し方向( $K_x$ )と位相エンコード方向( $K_y$ )で規定される面  $K_x-K_y$  で、3 次元  $k$  空間を原点を含む高頻度計測領域 B とそれ以外の低頻度計測領域 A,C に分けた場合を  $K_x=0$  平面の様子で示した図である。  
15 図 2 は 3 次元ダイナミック計測による時相評価値をプロットしてその時間的变化の様子を示したグラフと、分割された各計測領域の計測順序の表示例を示した図である。(a)は所定の計測順序で各計測領域を計測した場合の例を示す図である。(b)は時相評価値の変化に対応して各計測領域の計測順序を変更した一例を示す  
20 図である。(c)は時相評価値の変化に対応して各計測領域の計測順序を変更した他の例である。図 3 はダイナミック計測をした後に、計測された結果と画像を表示した一例を示す図である。図 3a は、図 2(b)に示した様な各計測領域の計測順序で取得された時相評価値のプロット及びその信号強度変化曲線のグラフと、その  
25 グラフと時間軸を共通にして各計測領域の計測順序及び計測期間を表示した例を示す図である。図 3b は、図 3a のグラフと、選択された動脈相の投影画像と、 $k$  空間の領域分割の様子を一つの画面上に組み合わせて表示した例を示す図である。

図 4 は第 1 の実施形態の処理フローを示す図である。図 5 はダイナミック計測の後に、計測された時相評価値の時間的変化の様子と、分割された各計測領域の計測順序の一例を示した図である。図 5a は、時相評価値をプロットしてその時間的変化の様子を示したグラフと、分割された各計測領域の計測順序の表示例を示す図である。図 5b は、図 5a のグラフと、選択された動脈相の投影画像と、k 空間の領域分割の様子を一つの画面上に組み合わせて表示した例を示す図である。図 6 は高頻度計測領域の計測期間が動脈相の開始タイミングからはずれた場合を示す図である。図 7 は第 2 の実施形態の処理フローを示す図である。図 8 は本発明及び従来の核磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示すブロック図である。図 9 は本発明で用いる 3 次元グラディエントエコー系のパルスシーケンス図である。

#### 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

最初に本発明が適用された MRI 装置の全体構成について、図 8 に示すブロック図に基づいて説明する。

図 8 に示す MRI 装置は、核磁気共鳴(NMR)現象を利用して被検体の断層像を得るもので、図 8 に示すように、静磁場発生系 2 と、磁場勾配発生系 3 と、送信系 5 と、受信系 6 と、信号処理系 7 と、シーケンサ 4 と、中央処理装置(CPU)8 と、操作部 25 を備えて成る。

上記静磁場発生系 2 は、被検体 1 の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、上記被検体 1 の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

磁場勾配発生系 3 は、X, Y, Z の三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル 9 と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源 10 とから成り、後述のシーケンサ 4 からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源 10 を駆動することにより、X, Y, Z の三軸方向の傾斜磁場 G<sub>x</sub>, G<sub>y</sub>, G<sub>z</sub> を被検体 1 に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により被検体 1 に対するスライス面を設定することができる。

シーケンサ 4 は、上記被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスをある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するもので、CPU8 の制御で動作し、被検体 1 の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系 5 及び磁場勾配発生系 3 並びに受信系 6 に送るようになっている。  
5 る。

送信系 5 は、被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器 11 と変調器 12 と高周波増幅器 13 と送信側の高周波コイル 14a とから成り、上記高周波発振器 11 から出力された高周波パルスをシーケンサ 7 の命令にしたがって変調器 12 で振幅変  
10 調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器 13 で増幅した後に被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14a に供給することにより、電磁波が上記被検体 1 に照射されるようになっている。

受信系 6 は、被検体 1 の生体組織における原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR 信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル 14b と増幅器 15 と直交位相検波器 16 と、A/D 変換器 17 とから成り、上記送信側の高周波コイル 14a から照射された電磁波による被検体 1 の応答の電磁波(NMR 信号)は被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14b で検出され、増幅器 15 で増幅された後、シーケンサ 4 からの指令によるタイミングで直交位相検波器 16 により直交する二系統の信号に分割され、それぞれが A/D 変換器 17 でデジタル量に変換されて、信号処理系 7 に送られる。  
20

信号処理系 7 は、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等を行うもので、光ディスク 19、磁気ディスク 18 等の外部記憶装置と、CRT 等からなるディスプレイ 20 を有し、受信系 6 からのデータが CPU8 に入力されると、CPU8 が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体 1 の断層画像をディスプレイ 20 に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク 18 等に記録する。  
25

操作部 25 は、MRI 装置の各種制御情報や上記信号処理系 7 で行う処理の制御情報を入力するもので、トラックボール又はマウス 23、及び、キーボード 24 から成る。この操作部 25 はディスプレイ 20 に近接して配置され、操作者がディスプレイ 20 を見ながら操作部 25 を通してインタラクティブに MRI 装置の各種処

理を制御する。

なお、図 8において、送信側及び受信側の高周波コイル 14a, 14b と傾斜磁場コイル 9 は、被検体 1 の周りの空間に配置された静磁場発生系 2 の磁場空間内に設置されている。

5 次に本発明の MRI 装置には、パルスシーケンスとして、ダイナミック計測を行うためのパルスシーケンス、具体的には繰り返し時間 TR が短いグラディエントエコー系パルスシーケンスが含まれている。これらのパルスシーケンスは、プログラムとして例えば磁気ディスク 18 に記憶されており、必要に応じて、CPU8 内に読み込まれて実行される。以下、ダイナミック計測を行うためのパルスシーケンスを詳細に説明する。  
10

図 9 は、3 次元ダイナミック計測に使用されるパルスシーケンスの一例で、公知のグラディエントエコー系のパルスシーケンスである。図 9 では、X, Y, Z 方向をそれぞれ読み出し方向、位相エンコード方向、スライス方向としている。まず RF パルス 901 を照射すると同時に撮像領域を選択する傾斜磁場 902 を印加して目的血管を含む撮影領域を励起する。次に、スライスエンコード傾斜磁場 903 及び位相エンコード傾斜磁場 904 を印加し、さらに読み出し傾斜磁場 905 を印加してエコー信号 906 を計測する。エコー信号 906 の計測後には、スライスエンコード傾斜磁場 903 と位相エンコード傾斜磁場 904 の印加量をゼロに戻す様にそれぞれリワインド傾斜磁場 907,908 を印加する。また、spoiler 傾斜磁場 909 を印加して、横磁化をその位相を大きく分散させることによって消失させている。  
15  
20

RF パルス照射 901 から次の RF パルス照射までの過程を短 TR、例えば、数 ms～数 10ms の繰り返し時間で繰り返す。3 次元計測では TR 毎にスライスエンコード又は位相エンコードの異なるエコー信号を計測し、2 次元計測ではスライスエンコードは印加せずに位相エンコードのみ異なるエコー信号を計測する。例えば、スライスエンコード数を Ns、位相エンコード数を Np とすると、3 次元計測では、通常、 $N_s \times N_p$  の繰り返しで目的血管を含む 3 次元領域(3 次元ボリューム領域又はスラブ領域)についての 3 次元データを得る。2 次元計測では、通常、 $N_p$  の繰り返しで目的血管を含む 2 次元領域についての 2 次元データを得る。  
25

ダイナミック計測では、このような 2 次元又は 3 次元データを得る計測を繰り

返して、時系列データを得る。このようなダイナミック計測における 1 回の撮像時間は、2 次元計測の場合は繰り返し時間 TR と位相エンコード数を乗じた時間となり、3 次元計測の場合は繰り返し時間 TR に位相エンコード数及びスライスエンコード数を乗じた時間となる。したがって、空間分解能を向上させるためには位相エンコード数やスライスエンコード数を大きくすることが望ましいが、そのようにすると撮像時間が長くなるので時間分解能は低下する。すなわち基本的に空間分解能と時間分解能はトレードオフの関係にある。

そこで、本発明の MRI 装置では、さらに  $k$  空間を複数の領域に分割して、同一領域の計測データを複数の時相間で共用することにより、1 回当たりの撮像時間を実質的に短縮する。これは例えば特開 2002-177240 号公報に開示されている公知の技術である。具体的には、一度の撮像で  $k$  空間の全データを計測するのではなく、 $k$  空間をその原点を含む低空間周波数領域(高頻度計測領域)と原点を含まない複数の高空間周波数領域(低頻度計測領域)に分割し、分割した計測領域を単位として、高頻度計測領域が低頻度計測領域より高い頻度で計測されるように、計測領域毎の計測順序を制御する。そして、低頻度計測領域の計測データについては、複数の時相間で共用するか、または、異なる時相で計測された同じ低頻度計測領域の計測データを使って補間によって所望の時相の低頻度計測領域の計測データを生成する。これらにより、一回当たりの撮像時間を実質的に短縮する。

実際に計測された、又は、補間により生成された各計測領域の計測データは、例えば磁気ディスク 18 に記憶され、その後に必要に応じて CPU8 内に読み込まれて画像再構成等に使用される。

この技術によれば、各撮像においてスライスエンコード又は位相エンコードの全数を実行しないために、各撮像時間が短縮されてダイナミック計測の時間分解能を向上することができると共に、診断に重要なコントラストを決定する  $k$  空間の中心領域(低空間周波領域)については、高頻度に計測されることによって時間分解能が向上するために、造影剤濃度の時間的変化を確実に捉えることができるようになる。

図 1 に、3 次元  $k$  空間の領域分割の一例を示す。図 1a は、読み出し方向( $K_x$ )とスライスエンコード方向( $k_z$ )で規定される面  $K_x-k_z$  で、3 次元  $k$  空間を原点を

## 10

含む低空間周波数領域 B(高頻度計測領域)とそれ以外の高空間周波数領域 A,C(低頻度計測領域)に分けた場合を  $K_x=0$  平面の様子で示したものである。計測は高頻度計測領域 B を、低頻度計測領域 A,C に比べて高頻度で計測する。ただし、 $k$  空間の分割はこの例に限定されない。例えば、読み出し方向( $K_x$ )と位相エンコード方向( $K_y$ )で規定される面  $K_x-K_y$  で分割しても良い。図 1b はこのように分割した場合の  $K_x=0$  平面の様子を示したものである。或いは、特開 2002-177240 号公報に開示されているように、より精緻に分割してもよい。要は、高頻度計測領域として原点を含む領域と低頻度計測領域として原点を含まない領域とに分割すれば良い。さらに各低頻度計測領域をそれぞれ独立して更に細かく 2 以上に分割しても良い。

## 第 1 の実施形態

次に、本発明を適用した MRI 装置の第 1 の実施形態を説明する。本実施形態は、ダイナミック計測を行って複数の時相の  $k$  空間データを計測するに際して、時系列的に計測される各計測領域の計測順序を制御して(つまり随時変更して)、高頻度計測領域の計測期間が動脈相(動脈が主として描出されている時相)を含むようにする形態である。

図 2 に第 1 の実施形態の一実施例を示す。図 2 は、前述の MRI 装置を用いた 3 次元ダイナミック計測による時相評価値の時間的变化の様子と、分割された各計測領域の計測順序の一例を示したものである。

ここで、時相評価値とは、高頻度計測領域の  $k$  空間原点データ又はこの原点データを含む読み出し方向( $K_x$ )の 1 次元エコーデータを 1 次元フーリエ変換(1DFT)した後の加算値を意味し、両者は数学的に等価である。理想的には  $k$  空間原点データは、計測されるエコーデータの中で最大値即ちエコー中心値となるが、例えば渦電流の影響のために、エコーデータの最大位置と  $k$  空間原点が若干ずれる場合がある。その場合には、 $k$  空間原点の近傍を探索してエコーデータの最大値を取得してエコー中心値の代用とするか、又はこの最大値とその近傍のエコーデータから補間にによりエコー中心値を推定して求める。以下、特に明記しない限り、時相評価値はこのようにして取得された値とする。

## 1 1

最初に、3次元ダイナミック計測を開始する前に、ダイナミック計測のための初期設定を行う。パルスシーケンスは、図9に示すような公知のグラディエントエコー系のパルスシーケンスを使用する。また  $k$  空間の分割は、例えば図1aに示す様に、読み出し方向( $K_x$ )とスライスエンコード方向( $k_z$ )で規定される面  $K_x-k_z$  で3次元  $k$  空間を原点を含む高頻度計測領域Bと原点を含まない低頻度計測領域A,Cの3つの領域に分割する。

初期設定の後にパルスシーケンスを起動してダイナミック計測を開始し、任意の時刻から造影剤を被検体の所定血管、例えば肘静脈から注入する。各計測領域の計測順序は、動脈相の開始タイミング120を考慮しない場合は、(a)に示す様に A(151)→B(152)→C(153)→B(154)→A(155)→B(156)→C(157)→B(158)→A(159)→B(160)→…と規則的にすることができる。この場合、時相評価値110, 111, 112, 114, 116…が取得され、後述する動脈相を含む計測領域の選択方法によって、例えば[C(157), B(158), A(159)]が画像再構成用セットとして選択され、それらの  $k$  空間データが抽出されて画像再構成される。この様な計測順序であれば、高頻度計測領域Bを低頻度計測領域A,Cの2倍の頻度で計測し、且つ、各低頻度計測領域が均等に計測される。

なお、画像再構成処理が間に合えば、ダイナミック計測の進行に同期して再構成画像をリアルタイム表示しても良い。

しかし、B(156)の時相評価値112がB(154)の時相評価値111に対して上昇し始めているので、時相評価値112を取得した時点で、それ以前のB(152)の時相評価値110及びB(154)の時相評価値111等と合わせて計算することにより、その後に計測される高頻度計測領域Bから取得される時相評価値の値が閾値 $\alpha$ (101)に到達するタイミング120、つまり動脈相の開始タイミング120を予測することができる。この予測されたタイミング120がその後に計測される高頻度計測領域Bの計測期間に含まれるようにB(156)以後の各計測領域の計測順序を制御(つまり隨時変更)する。

例えば、図2(b)に示す様に、高頻度計測領域B(156)の計測の直後に動脈相の開始タイミング120に合わせて再度高頻度計測領域B(170)を計測するように計測順序を変更する。その後はB(156)の直前が低頻度計測領域A(155)であることを

## 1 2

考慮して他方の低頻度計測領域 C(171)を計測する。これ以後は、(a)と同じ順序パターンで各計測領域 B(172),A(173)…を順次計測していく。従って、時相評価値 112 の後に実際に計測される時相評価値は 113, 115…となり、計測されるはずであった時相評価値 114, 116 は實際には計測されないことになる。そして、B(170)を中心<sup>5</sup>に時間的に最寄りの A(155)と C(171)、つまり [A(155),B(170),C(171)] を画像再構成用セットとして選択し、それらの  $k$  空間データを抽出して動脈相の開始タイミング 120 における画像が再構成される。

或いは、図 2(c)に示す様に、図 2(b)において B(170),C(171) と計測されたので、B(170)に対する時間間隔が A(155)と同じ A(180)を C(171)の後に計測し、以後図 10 2(a)と同じパターンで各計測領域 B(181)…を順次計測していく。従って、時相評価値 112 の後に実際に計測される時相評価値は 113, 116…となり、計測されるはずであった時相評価値 114 は實際には計測されないことになる。そして、[B(170),C(171),A(180)] を画像再構成用セットとして選択し、それらの  $k$  空間データを抽出して動脈相の開始タイミング 120 における画像が再構成される。

15 ここで、時相評価値の値が閾値  $\alpha$ (101)に到達するタイミング 120 の予測は、例えば、その時点までに計測された時相評価値からスプライン補間等により、計測された時相評価値の時間的変化を近似して表す信号強度変化曲線 (Time-Intensity-Curve)TIC104 を求め、それを外挿して閾値  $\alpha$ (101)に到達するタイミング 120 を求めることによって予測することができる。

20 つまり、計測された高頻度計測領域の計測データから時相評価値を取得し、その取得された時相評価値を加味して信号強度変化曲線 104 を更新し、更新された信号強度変化曲線 104 に基づいてタイミング 120 を予測し、その予測に基づいてそれ以後の各計測領域の計測順序を制御して、その後に計測される高頻度計測領域の計測期間が予測されたタイミング 120 を含むように様にする。この予測とその予測に基づいた計測順序の制御を、実際に閾値  $\alpha$ (101)以上の値を持つ時相評価値が取得されるまで繰り返す。

また、閾値  $\alpha$ (101)の値は、時相評価値の値が上昇し始める以前に得られた時相評価値のベースライン値の 1.8 倍以上とすることが好ましい。例えば、図 2(a)では、時相評価値 110 及びそれより前に得られた時相評価値の平均をベースライン

値とし、その 1.8 倍の値を閾値  $\alpha$ (101)とすることができる。

これらタイミング 120 の予測及び閾値設定の処理は、プログラムとして例えば磁気ディスク 18 に記憶され、同じく磁気ディスク 18 に記憶された必要なデータと共に CPU8 内に読み込まれて処理される。処理結果であるタイミング 120 の予測値及び閾値は、例えば磁気ディスク 18 に記憶されてその後の上記処理に使用される。  
5

次に、上記ダイナミック計測が終了した後の動脈相の決定について図 3 に基づいて説明する。図 3 は、図 2 と同じ条件でダイナミック計測をした後に、計測された結果と画像を表示した一例である。図 3a は、図 2(b)に示した様な各計測領域の計測順序で取得された時相評価値のプロット及びその信号強度変化曲線 104 のグラフ 201 と、そのグラフ 201 と時間軸を共通にして各計測領域の計測順序及び計測期間を表示した例を示したものである。各計測領域は長方形で示され、その時間軸方向(水平方向)の長さが計測期間を意味する。一方、信号強度方向(垂直方向)の長さは特に意味は無いが見やすい適当な長さであればよい。また、図 3b は、図 3a のグラフ 201 と、選択された動脈相の投影画像と、k 空間の領域分割の様子を一つの画面上に組み合わせて、例えばディスプレイ 20 に表示した一例を示したものである。  
10  
15

この図 3a のグラフ 201において、複数の時相の中から、時相評価値がダイナミック計測中に計算された閾値  $\alpha$ (101)に到達したタイミング 120 の時相を動脈相とみなし、その時相に計測された高頻度計測領域 B(170)と、この高頻度計測領域 B(170)に時間的に近接して k 空間の他の領域を構成する低頻度計測領域 A(155), C(171)が選択される。選択されたことを明示的に示すために、例えば図 3a,b に示す様に選択された計測領域の長方形を太枠で表示する。

なお、閾値  $\alpha$ (101)に到達したタイミング 120 の時相を含む高頻度計測領域が存在しない場合は、以下に説明するグラフ 201 上で直接閾値  $\alpha$ (101)又はタイミング 120 を変更又は指定することにより、或いは後述する第 2 の実施形態の説明で詳述する閾値  $\alpha$ (101)に到達したタイミング 120 に最寄りの高頻度計測領域を選択することにより、最適な高頻度計測領域とそれに時間的に近接する低頻度計測領域を選択することができる。  
20  
25

## 14

そして、選択された計測領域の画像再構成用セット[A(155),B(170),C(171)]の k 空間データを、例えば磁気ディスク 18 に記憶された計測データから抽出してフーリエ変換により 3 次元画像データを得、さらに投影処理を行うことで、図 3b の左下に示すように、撮像後に目的とする動脈相の 2 次元投影血管像をディスプレイ 20 に表示する。この動脈相の画像は、造影剤により動脈全体が高信号に描出されたものとなる。

ここで、投影処理は、例えば投影軸上にある信号値の最大のものを血管とみなす MIP(Maximum Intensity Projection)処理等の公知の投影法を採用して行うことができる。これらの画像再構成処理はプログラムとしては、例えば磁気ディスク 18 に記憶されており、同じく磁気ディスク 18 に記憶された画像再構成に必要な k 空間データと共に CPU8 内に読み込まれて実行される。実行結果である再構成画像は例えば磁気ディスク 18 に保存される。

なお、図 3b の右下には、このダイナミック計測で採用された k 空間の分割の様子を示している。これは図 1a と同一である。

表示された血管像に満足出来ない場合は、ディスプレイ 20 上で閾値  $\alpha$ (101)を直接変更するか、又は、直接動脈相の開始タイミング 120 を指定する事によって、それらに適合する計測領域を選択することができる。或いは、直接画像再構成用の計測領域のセットを指定することもできる。そして、それら選択された計測領域の k 空間データを抽出して血管像を再構成して表示する。

例えば、閾値  $\alpha$ (101)をディスプレイ 20 に表示されたグラフ 201 上で直接変更する場合は、閾値  $\alpha$ (101)を表す点線 103 をトラックボール又はマウス 23 で所望の位置まで直接上下させることにより閾値  $\alpha$ (101)を変更することができる。或いは、直接閾値  $\alpha$ (101)をキーボード 24 により入力して設定することも可能である。そして、変更された閾値  $\alpha$ (101)と信号強度変化曲線 104 との交点の時刻を動脈相の開始タイミング 120 とみなして、そのタイミング 120 に最寄りの高頻度計測領域 B と該高頻度計測領域 B に時間的に近接して k 空間のその他の領域を構成する低頻度計測領域 A,C を選択して、それらの k 空間データを抽出して画像再構成を行い、得られた投影血管像をディスプレイ 20 に表示する。この閾値  $\alpha$ (101)の変更とそれに基づいた血管像の再構成及び表示を、表示された血管像に満足す

15

るまで繰り返す。

この具体例を図 3 に基づいて説明すると、閾値  $\alpha$ (101)を表す点線 103 をトラックボール又はマウス 23 で例えば時相評価値 115 の位置まで上昇させると、動脈相の開始タイミング 120 は時相評価値 115 が取得されたタイミングと同一となる。従ってこの時相を含む高頻度計測領域 B(172)とこれに時間的に近接する低頻度計測領域 C(171)と A(173)を画像再構成用セットとし選択することになる。

或いは、直接動脈相の開始タイミング 120 をディスプレイ 20 に表示されたグラフ 201 上で指定する場合は、グラフ 201 の時間軸上又は信号強度変化曲線 104 上で所望の点をトラックボール又はマウス 23 で指定することにより、その指定点に対応する時刻を動脈相のタイミング 120 とすることができる。そして、指定されたタイミング 120 に最寄りの高頻度計測領域 B と該高頻度計測領域 B に時間的に近接して  $k$  空間のその他の領域を構成する低頻度計測領域 A,C を選択する。このタイミング指定の後から画像表示までの各処理は、上記閾値  $\alpha$ (101)を変更する場合と同様である。この直接動脈相のタイミング 120 を指定する場合も、タイミング 120 の指定とそれに基づいた血管像の再構成及び表示を、表示された血管像に満足するまで繰り返すことができる。

この具体例を図 3 に基づいて説明すると、例えば時相評価値 112 の付近を動脈相のタイミング 120 としてトラックボール又はマウス 23 で指定すると、その指定されたタイミング 120 に最寄りの高頻度計測領域は B(156)となり、B(156)に時間的に近接する低頻度計測領域として A(155)と C(171)が画像再構成用セットして選択される。

或いは、直接画像再構成用の計測領域のセットを、例えばディスプレイ 20 に表示された各計測領域の長方形をトラックボール又はマウス 23 で選択することにより指定することができる。この選択の後から画像表示までの各処理は、上記閾値  $\alpha$ (101)を変更する場合と同様である。

この具体例を図 3 に基づいて説明すると、画像再構成用セットとして例えば [A(155),B(170), C(171)] の長方形をトラックボール又はマウス 23 で選択する。同じタイプの計測領域が複数選択された場合は、例えばそれらの  $k$  空間データの平均をその計測領域の  $k$  空間データとするとこができる。

## 16

なお、上記実施例の説明では、画像再構成用に選択される計測領域のセットとして、動脈相の開始タイミング 120 をその計測期間に含む高頻度計測領域と合わせて  $k$  空間全体を埋める複数の低頻度計測領域のセットとした。これが最良の画像再構成用セットであるが、動脈相の開始タイミング 120 を含む高頻度計測領域と少なくとも一つの低頻度計測領域を画像再構成用セットの最小限セットとすることもできる。

また、動脈相の開始タイミング 120 を含む高頻度計測領域を中心としてその周りに低頻度計測領域が時間的に対称に分布し、かつ、該高頻度計測領域に最寄りであること、つまり該高頻度計測領域の直前又は直後、或いは該高頻度計測領域と時間的に連続して計測された低頻度計測領域であることが好ましい。次善の選択としては、少なくとも一つの低頻度計測領域が該高頻度計測領域の直前又は直後に計測されたものであることが好ましい。止むを得ない場合は、画像再構成用セットとして選択される高頻度計測領域と低頻度計測領域の計測期間が時間的に連続していなくても良い。

以上の第 1 の実施形態の処理フローをまとめると図 4 の様に表すことができる。以下、各ステップの処理を詳細に説明する。最初に左側に表示された全体フローについて説明する。

ステップ 401 で、初期設定を行う。例えば、 $k$  空間の分割と分割された各計測領域の計測順序の設定を行う。3 次元  $k$  空間の分割は、例えば図 1a に示す様に、読み出し方向( $K_x$ )とスライスエンコード方向( $k_z$ )で規定される面  $K_x-k_z$  で 3 次元  $k$  空間を原点を含む高頻度計測領域 B と原点を含まない低頻度計測領域 A,C の 3 つの領域に分割する。また、各計測領域の計測順序の初期設定は、例えば図 2(a) の様な所定の順序とすることができます。

ステップ 402 で、パルスシーケンスを起動してダイナミック計測を開始する。パルスシーケンスは、例えば図 9 に示す様なグラディエントエコー系のパルスシーケンスとする。

ステップ 403 で、任意の時刻で造影剤を被検体に注入して造影 MRA を行う。

ステップ 404 で、ダイナミック計測の実体であるステップ 451～461 を実施する。このステップの詳細は後述する。

ステップ 405 で、ステップ 404 のダイナミック計測終了後に、ステップ 404 内で計算・設定された閾値  $\alpha$  (101)に基づいて、画像再構成用の動脈相データ( $k$  空間データ)を抽出する。詳細は後述の第 2 の実施形態及びステップ 706 で説明する。

- 5 ステップ 406 で、ステップ 405 で抽出された  $k$  空間データに対してフーリエ変換を適用して画像再構成を行う。3 次元再構成画像であれば、さらに所望の方向に投影(例えば MIP 処理)して 2 次元投影像を得る。

ステップ 407 で、ステップ 406 で得られた画像を、例えばディスプレイ 20 に表示し、その画像の読影を行う。

- 10 次に、図 4 の右側に表示されたステップ 404 のダイナミック計測の詳細フローについて説明する。

ステップ 451 で、ステップ 401 で設定された各計測領域を、同じくステップ 401 で初期設定された計測順序で順次計測する。

- 15 ステップ 452 で、ダイナミック計測の進行と同期して、時相評価値の取得とそれらのグラフ 201 上へのプロットを行う。つまり、ダイナミック計測の際に計測された各高頻度計測領域から時相評価値を取得し、それらをグラフ 201 上にプロットする。さらに、それらプロット点間を結んで、それらの時間的変化を近似して表す信号強度変化曲線 104 を重ねて表示しても良い。

- 20 ステップ 453 で、時相評価値が上昇し始めたか否かをチェックする。上昇し始めなければ、ステップ 451 に戻って、ステップ 401 で初期設定された計測順序で各計測領域の計測を継続する。上昇し始めた場合は、ステップ 454 に移行する。

ステップ 454 で、上昇し始める前に取得された時相評価値から計算して閾値  $\alpha$  (101)を設定する。閾値  $\alpha$  (101)は、例えば前述の様に時相評価値のベースライン値の 1.8 倍とすることができる。

- 25 ステップ 455 で、時相評価値が閾値  $\alpha$  (101)以上となったか否かをチェックする。閾値  $\alpha$  (101)以上であれば、ステップ 460 に進み、未満であればステップ 456 に進む。

ステップ 456 で、取得された時相評価値から動脈相の開始タイミング 120 を予測する。予測の仕方は前述の通りである。

## 18

ステップ 457 で、ステップ 456 の予測されたタイミング 120 に基づいて、以後に計測される高頻度計測領域の計測期間がそのタイミング 120 を含む様に各計測領域の計測順序を変更する。変更制御の仕方は前述の通りである。

5 ステップ 458 で、ステップ 457 で変更された計測順序に従って、各計測領域を順次計測する。

ステップ 459 で、ステップ 452 と同じ様に、時相評価値の取得とそれらのグラフ 201 上へのプロットを行う。この後、ステップ 455 に戻る。

10 ステップ 460 で、取得した時相評価値が閾値  $\alpha$  (101)以上となった以後で、残りのダイナミック計測を終了するまで、ステップ 401 で初期設定された、又はステップ 457 で変更された計測順序で各計測領域を継続して計測する。

15

## 第 2 の実施形態

次に、本発明を適用した MRI 装置の第 2 の実施形態を説明する。本実施形態は、ダイナミック計測を行って複数の時相の  $k$  空間データを計測した後に、所望の動脈相に最寄りの高頻度計測領域と該高頻度計測領域に時間的に近接して  $k$  空間のその他の領域を構成する低頻度計測領域を選択する形態である。即ち、前述の第 1 の実施形態において、時相評価値を取得しながら動脈相の開始タイミングを予測することをせずに、各計測領域を所定の計測順序で順次計測し、ダイナミック計測を終了後に所望の動脈相を検出してその画像を取得する形態である。

20

25 図 5 に本実施形態の一実施例を示す。図 2, 3 と同様に、前述の MRI 装置を用いた 3 次元ダイナミック計測の後に、計測された時相評価値の時間的変化の様子と、分割された各計測領域の計測順序の一例を示したものである。

図 5a は、図 1a に示した様な  $k$  空間の領域分割によるダイナミック計測で、各計測領域を所定の計測順序で計測し、計測された高頻度計測領域から取得された時相評価値のプロット及びその信号強度変化曲線 104 のグラフ 102 と、そのグラ

フ 102 と時間軸を共通にして各計測領域の計測順序及び計測期間の表示例を示したものである。各計測領域の長方形の意味は図 2, 3 と同様である。

また、図 5b は、図 5a のグラフと、選択された動脈相の 2 次元投影画像と、k 空間の領域分割の様子を一つの画面上に組み合わせて、例えばディスプレイ 20 に表示した一例を示したものである。

ここで、計測された各計測領域の計測データは、例えば磁気ディスク 18 に記憶され、その後の画像再構成処理等の際に CPU8 内に読み込まれて使用されることも、前述の第 1 の実施形態と同様である。

図 2 の場合と同様に、パルスシーケンスを起動してダイナミック計測を開始し、任意の時刻から造影剤を被検体の所定血管、例えば肘静脈から注入し、3 次元ダイナミック計測を開始する。パルスシーケンスは、例えば図 9 に示すような公知のグラディエントエコー系のパルスシーケンスを使用する。また k 空間の分割は、例えば図 1a に示す様に、読み出し方向(Kx)とスライスエンコード方向(kz)で規定される面 Kx-kz で 3 次元 k 空間を原点を含む高頻度計測領域 B と原点を含まない低頻度計測領域 A,C の 3 つの領域に分割する。しかし、本実施形態では各計測領域をダイナミック計測が終了するまで所定の順序で計測する。例えば、各領域の計測順序を、A(551)→B(552)→C(553)→B(554)→A(555)→B(556)→C(557)→B(558)→A(559)→B(560)→…とすることができる。この場合には、時相評価値 501,502,503,504,505…が取得される。この計測順序は、図 2(a)と同様に、高頻度計測領域 B を低頻度計測領域 A,C の 2 倍の頻度で計測し、且つ、各低頻度計測領域 A,C が均等に計測されるようにしている。

また、高頻度計測領域を計測する毎にその時相評価値を取得してグラフ 201 上にプロットすると共に、それら時相評価値間を結んで、それらの時間的変化を近似して表す信号強度変化曲線 104 を重ねて表示する。

そして、ダイナミック計測の終了後に時相評価値が閾値  $\alpha$  (101)に到達したタイミング 120 の時相を求める。例えば磁気ディスク 18 に記憶された複数の高頻度計測領域の計測データから時相評価値を取得し、各時相評価値の時間的変化を追跡してその時相評価値が閾値  $\alpha$  (101)に到達するタイミング 120 の時相を求める。

図 5a では、時相評価値が閾値  $\alpha$  (101)に到達するタイミングの時相が高頻度計

## 20

測領域 B(557)から取得した時相評価値 504 の時相と一致していることから、該高頻度計測領域 B(557)とそれに時間的に近接して  $k$  空間のその他の領域を構成する低頻度計測領域 A(556), C(558)を選択して、[A(556), B(557), C(558)] を画像再構成用セットとして、その  $k$  空間データを抽出し、画像再構成を行って 2 次元投影像を表示する。

上記の図 5a の説明では、高頻度計測領域 B の計測期間が動脈相の開始タイミング 120 を含む場合を説明したが、多くの場合は多少ずれる。そのような場合は、動脈相の開始タイミング 120 の前後で、最もタイミング 120 に時間的に近い高頻度計測領域と該高頻度計測領域に時間的に近接して  $k$  空間のその他の領域を構成する低頻度計測領域を画像再構成用セットとして選択する。動脈相の開始タイミング 120 以後から所望の計測領域の画像再構成用セットを選択するのが好適であるが、タイミング 120 の直前でも良い。これを図 6 に基づいて説明する。

図 6 は、動脈相の開始タイミング 120 を含む時相で計測された領域は A(607) であるため、それより後に計測された高頻度計測領域 B(608)から取得した時相評価値 654 が閾値  $\alpha$  (101) を初めて越えることになる。従って、[A(607), B(608), C(609)] を画像再構成用セットとして選択する。或いは、動脈相の開始タイミング 120 の直前の時相評価値 653 の時相を選択すると、その時相評価値が取得された高頻度計測領域 B(606)を中心に[C(605), B(606), A(607)]を画像再構成用セットとして選択することもできる。そして選択された各計測領域の  $k$  空間データを例えば磁気ディスク 18 に記憶された計測データから抽出し、画像再構成を行って 2 次元投影像を表示する。

この第 2 の実施形態の場合も、第 1 の実施形態の場合と同様に、ダイナミック計測終了後にグラフ 201 上で、閾値  $\alpha$  (101) 又は動脈相の開始タイミング 102 を直接変更又は指定して、その変更又は指定に合わせて計測領域を選択することもできる。或いは、直接画像再構成用の計測領域のセットを、例えばディスプレイ 20 に表示された各計測領域の長方形をトラックボール又はマウス 23 で選択することもできる。

以上の第 2 の実施形態の処理フローをまとめると図 7 の様に表すことができる。以下、各ステップの処理を詳細に説明する。

## 2 1

ステップ 701 で、初期設定を行う。例えば、 $k$  空間の分割と分割された各計測領域の計測順序及び閾値  $\alpha$  (101) の設定を行う。3 次元  $k$  空間の場合は、例えば、図 1a に示す様に分割する。各計測領域の計測順序の初期設定は、例えば図 5a の様な所定の順序を初期設定することができる。閾値  $\alpha$  (101) の設定は、例えば、グラフ 201 の信号強度軸上で、閾値  $\alpha$  (101) を表す点線 103 をトラックボール又はマウス 23 で所望の位置まで直接上下させることにより行うことができる。或いは、直接閾値  $\alpha$  (101) をキーボード 24 により入力して設定することも可能である。

- 5 ステップ 702 で、ステップ 402 と同様に、パルスシーケンスを起動してダイナミック計測を開始する。パルスシーケンスは、例えば図 9 に示す様なグラディエントエコー系のパルスシーケンスとする。

10 ステップ 703 で、ダイナミック計測開始後の任意の時刻で造影剤を被検体に注入して造影 MRA を行う。

- 15 ステップ 704 で、ダイナミック計測の進行と同期して、各高頻度計測領域から時相評価値を取得し、それらをグラフ 201 上にプロットする。さらに、それらプロット点間を結んで、それらの時間的変化を近似して表す信号強度変化曲線 104 を重ねて表示しても良い。

20 ステップ 705 で、ダイナミック計測の終了を判断する。終了判断は、例えば時相評価値がピーク値の半値以下になった時、又は操作者の判断によって行うことができる。終了後はステップ 706 に進み、終了してなければステップ 704 に戻る。

- 25 ステップ 706 で、閾値  $\alpha$  (101)に基づいて画像再構成用の動脈相データ( $k$  空間データ)を抽出する。つまり、時相評価値が閾値  $\alpha$  (101)以上に到達したタイミング 120 の前後で、最もこのタイミング 120 に時間的に近い高頻度計測領域と該高頻度計測領域に時間的に近接して  $k$  空間のその他の領域を構成する低頻度計測領域を画像再構成用セットとして選択する。

ステップ 707 で、前述のステップ 406 と同様の画像再構成を行う。

ステップ 709 で、ステップ 707 で得られた画像をディスプレイに表示し、その画像の読影を行う。

以上は本発明の各実施形態を動脈相の主として 3 次元画像を抽出する場合を例にして説明したが、本発明はこれらの実施形態に限定されることはなく、動脈相

## 22

以外の抽出にも適用可能である。例えば、静脈が高輝度に描出される静脈相の抽出にも適用することができる。また、3次元計測のみならず2次元ダイナミック計測による2次元画像を取得する場合にも本発明を適用することができる。ただし、2次元の場合はスライスエンコードを行わない。

- 5 以上説明した様に本発明によれば、ダイナミック計測によって計測される時系列データから順次時相評価値を抽出してその時間変化を追跡することにより、簡易且つ瞬時に所望の時相の開始タイミングを取得して、その時相を含む画像を再構成して表示することができる。これにより、造影剤を用いたMRAにおいて、複数の時相を含む多数の時系列計測データから目的とする動脈相のk空間データ  
10 を簡易且つ瞬時に抽出して、その画像を表示することができる。

## 請求の範囲

1.  $k$  空間をその原点を含み高頻度で計測される高頻度計測領域と原点を含まずに低頻度で計測される複数の低頻度計測領域とに分割し、前記高頻度計測領域の計測と該計測の合間の前記各低頻度計測領域の計測をそれぞれ繰り返して  $k$  空間データを計測する計測制御手段と、前記  $k$  空間データを用いて画像再構成を行う信号処理手段と、得られた画像を表示する表示手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

5 前記信号処理手段は、前記高頻度計測領域から時相評価値を取得し、該時相評価値が所定の閾値以上に到達した時相を求め、該時相を含む高頻度計測領域及び該高頻度計測領域に時間的に近接して計測された少なくとも一つの低頻度計測領域を画像再構成用セットとして選択し、該セットの  $k$  空間データを用いて前記画像再構成を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

2. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記画像再構成用セットを構成する低頻度計測領域の少なくとも一つは、該画像再構成用セットを構成する高頻度計測領域の直前又は直後に計測された計測領域であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

15

3. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記前記画像再構成用セットを構成する各計測領域の選択は、 $k$  空間の全領域を含むように行われることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

4. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記計測制御手段は、前記高頻度計測領域の計測期間が前記時相を含むように各計測領域の計測順序を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

25 5. 請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理手

## 24

段は、前記時相評価値の時間的変化から前記時相のタイミングを予測し、前記計測制御手段は、前記予測されたタイミングに基づいて前記各計測領域の計測順序を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

5 6. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理手段は、前記繰り返し計測の後に前記時相を求める特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10 7. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記時相評価値は、前記高頻度計測領域における  $k$  空間データの略ピーク値であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

15 8. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記時相評価値は、前記高頻度計測領域における  $k$  空間原点を含む読み出し方向の 1 次元データをフーリエ変換した後の加算値であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20 9. 請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記閾値は、前記時相評価値のベースライン値の 1.8 倍以上であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

25 10. 請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記閾値は、前記時相評価値の最大値の 80% 以上であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

11. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記表示手段は、前記時相評価値を時系列的に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

12. 請求項 11 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記表示手段は、前記時系列的に表示された時相評価値を結んでそれらの時間的変化を近似して表す信号強度変化曲線を表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

5

13. 請求項 11 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記表示手段は、前記閾値を設定する手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

14. 請求項 11 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記表示手段は、前記時相を指定する手段を備え、前記信号処理手段は、前記指定された時相に最寄りの高頻度計測領域を選択することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

15

15. 請求項 11 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記表示手段は、前記時相評価値の表示と時間軸を同一にして前記各計測領域の計測順序と計測期間を表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

16. 請求項 15 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記表示手段は、前記画像再構成用セットを構成する各計測領域を選択できる手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

25

17. 請求項 15 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記表示手段は、前記選択された各計測領域の表示を選択されなかった他の計測領域の表示と異ならせることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

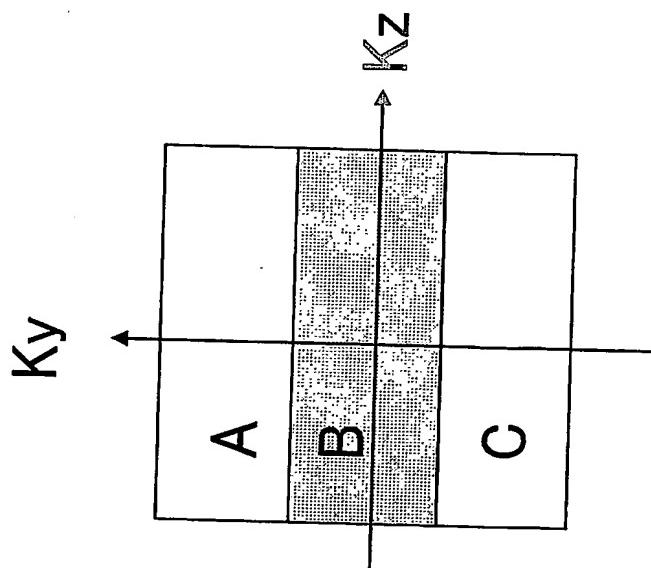
18. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記 k 空間データは、前記被検体内に注入された造影剤の濃度情報が反映されたデータであり、前記画像は前記被検体の血管像を含み、前記時相は動脈が前記造影

剤によって描出される時相であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

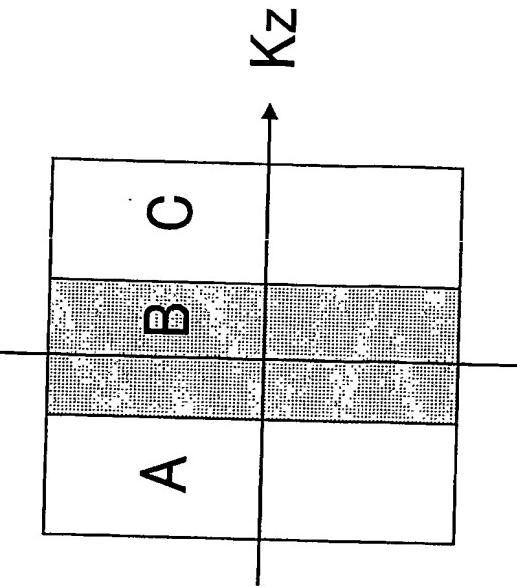
19. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記  $k$  空間はスライスエンコード方向と位相エンコード方向と読み出し方向から成る 3 次元空間であり、前記  $k$  空間の分割は読み出し方向に平行な平面による分割であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。  
5
20. 請求項 19 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記画像処理は、3 次元再構成後に 2 次元平面に投影処理を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。  
10
21.  $k$  空間をその原点を含み高頻度で計測される高頻度計測領域と原点を含まずに低頻度で計測される複数の低頻度計測領域に分割するステップと、前記高頻度計測領域の計測と該計測の合間の前記各低頻度計測領域の計測をそれぞれ繰り返して複数の  $k$  空間データの計測を行う計測制御ステップと、前記  $k$  空間データを用いて画像再構成を行うステップと、得られた画像を表示するステップとを備えた磁気共鳴イメージング方法において、  
15 前記計測制御ステップは、前記高頻度計測領域から時相評価値を取得するステップと、該時相評価値が所定の閾値以上に到達した時相を求めるステップと、該時相を含む高頻度計測領域及び該高頻度計測領域に時間的に近接して計測された少なくとも一つの低頻度計測領域を画像再構成用セットとして選択するステップと、該セットの  $k$  空間データを用いて前記画像再構成を行うステップを有することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。  
20  
25

1/9

図1a  
図1b



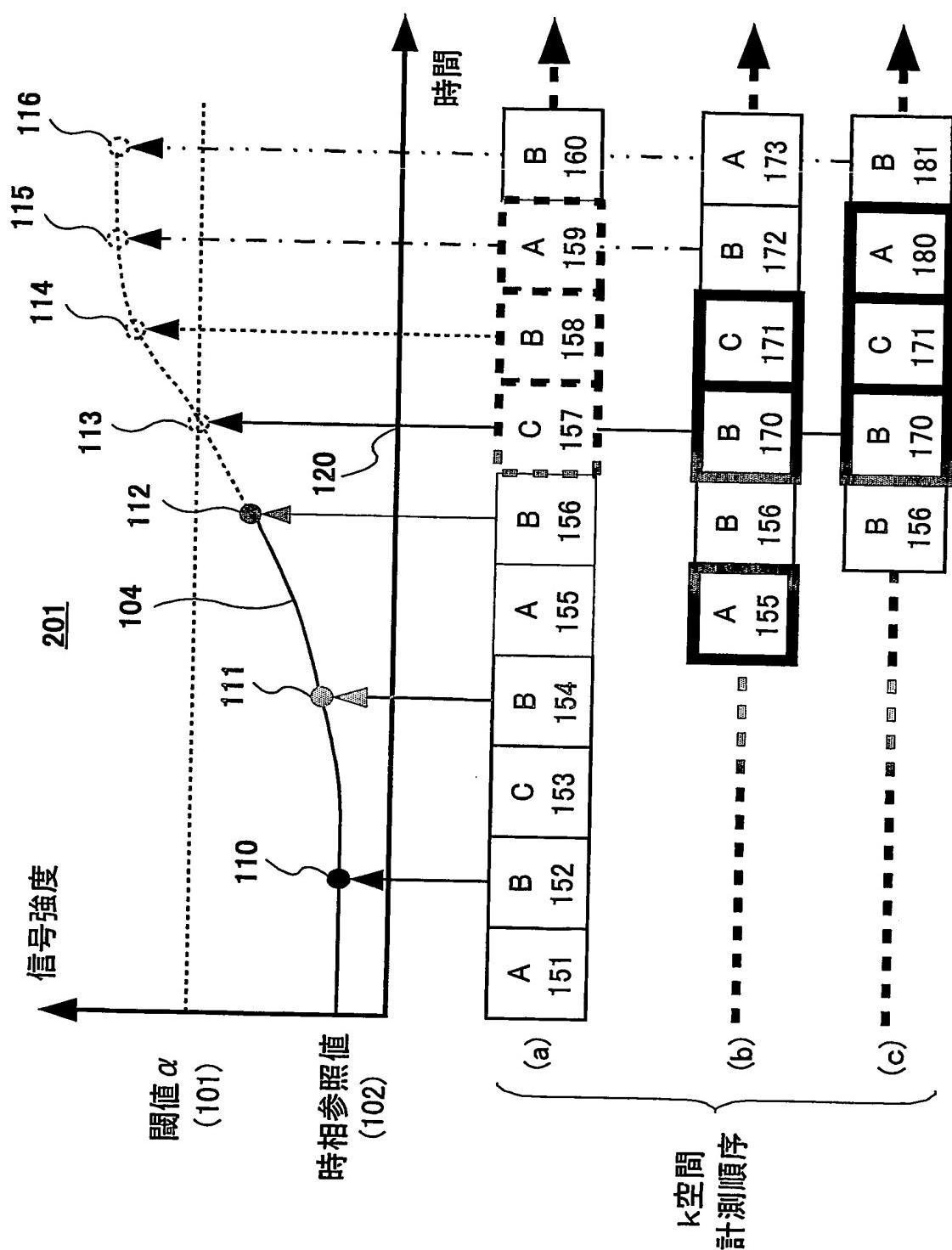
紙面に垂直な方向が $K_x$



紙面に垂直な方向が $K_x$

2/9

図2



3/9

図3a

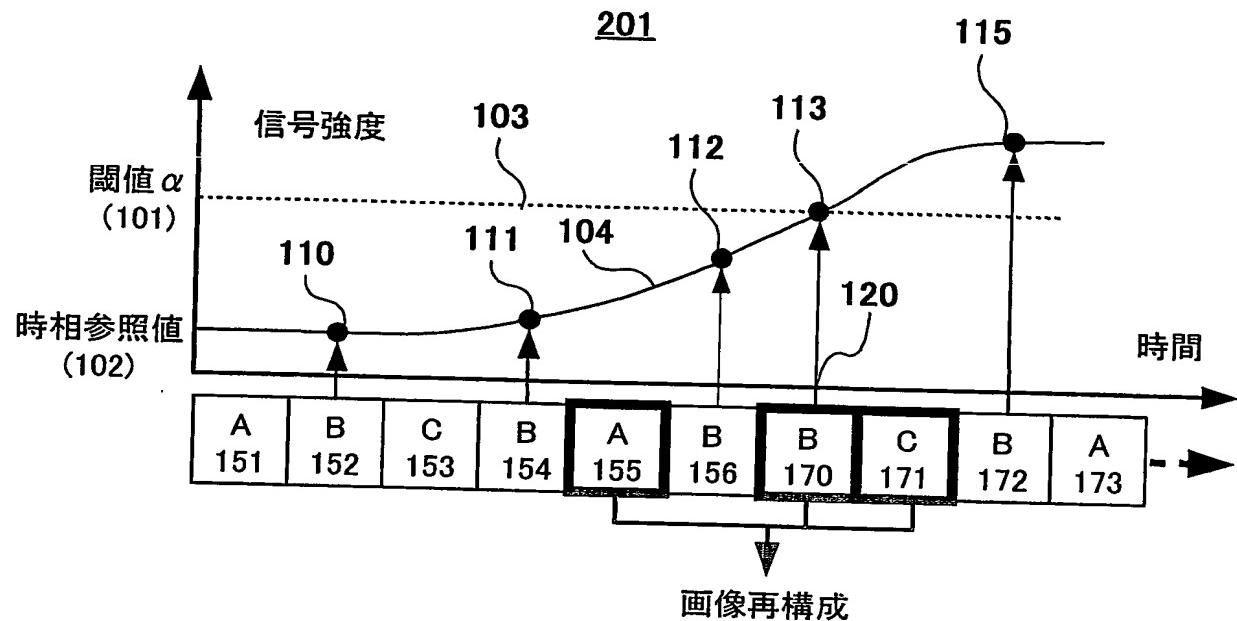
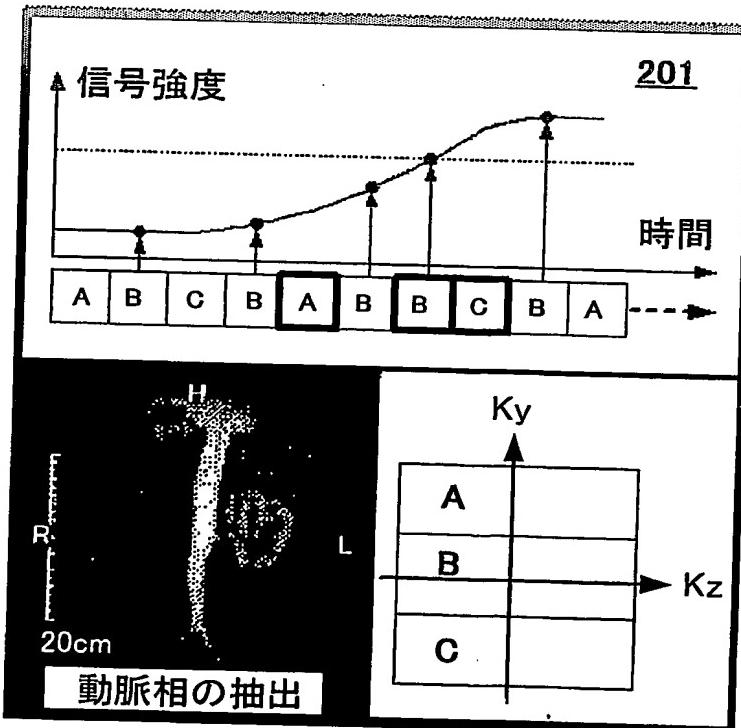
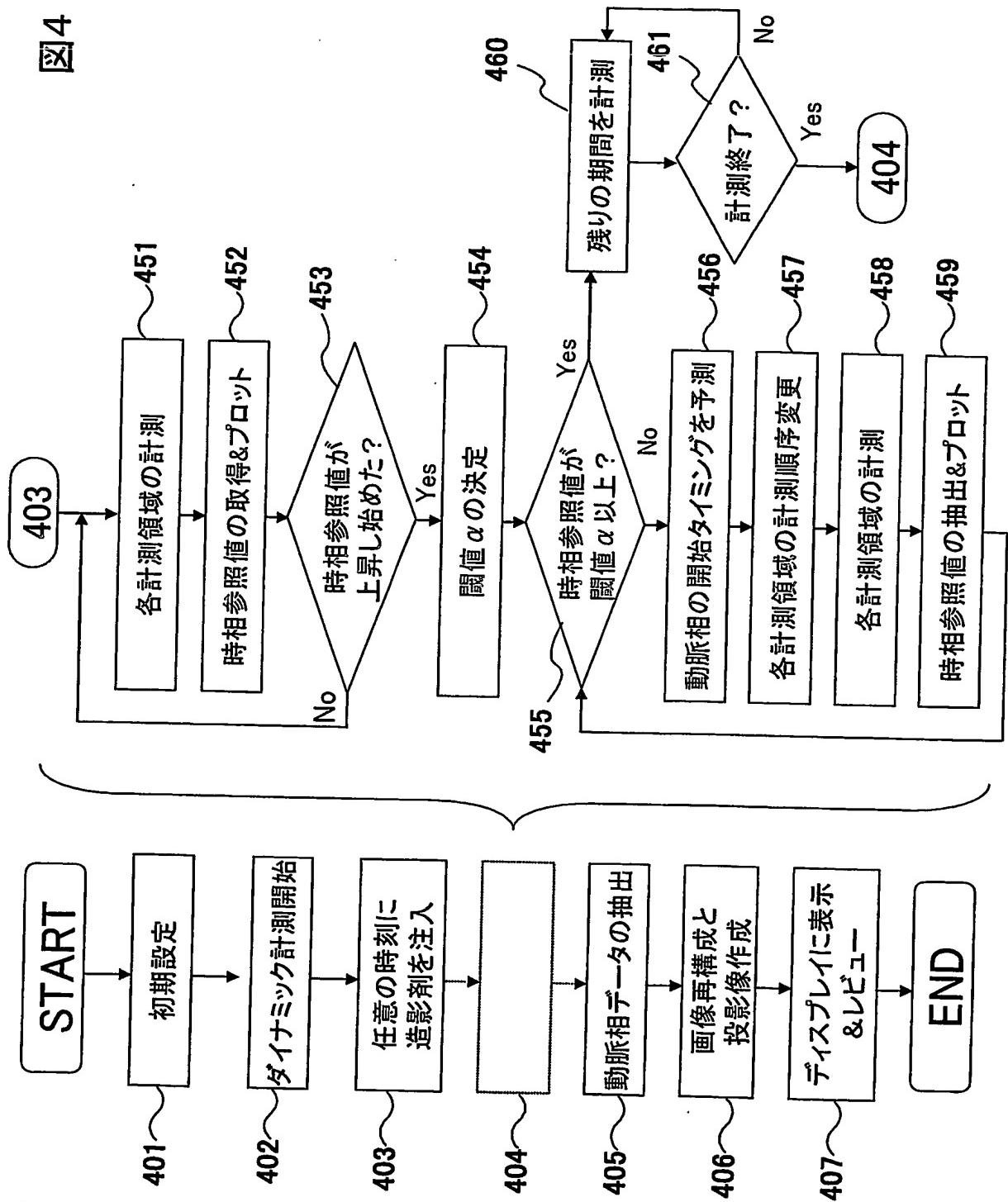


図3b



4/9

4



5/9

図5a

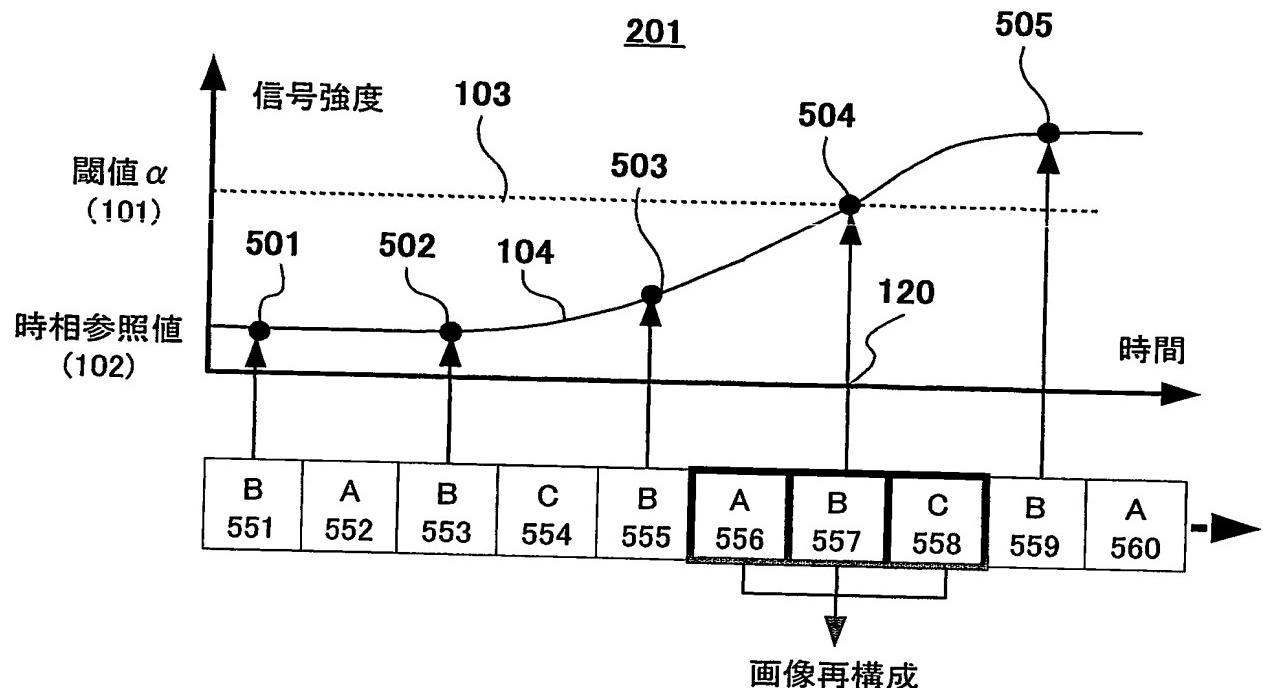
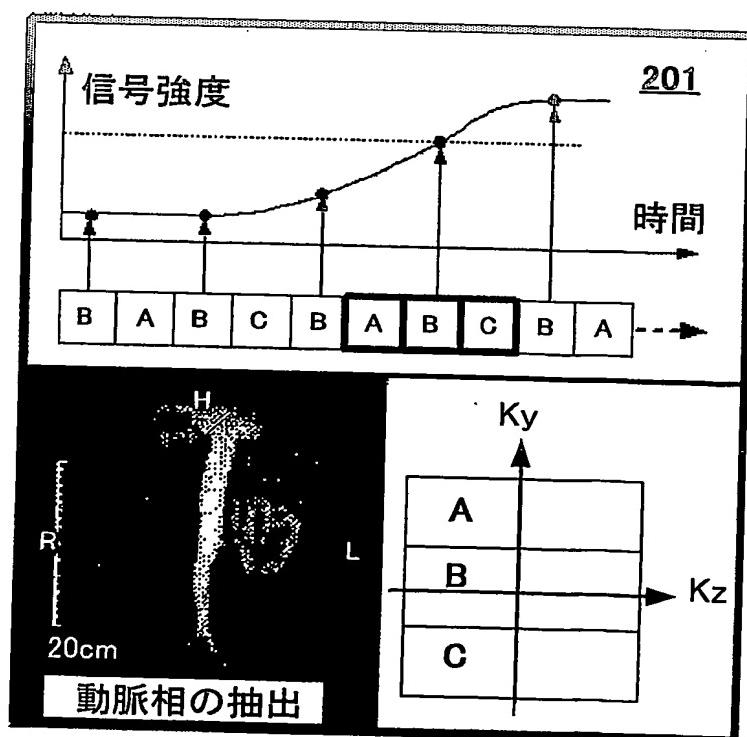


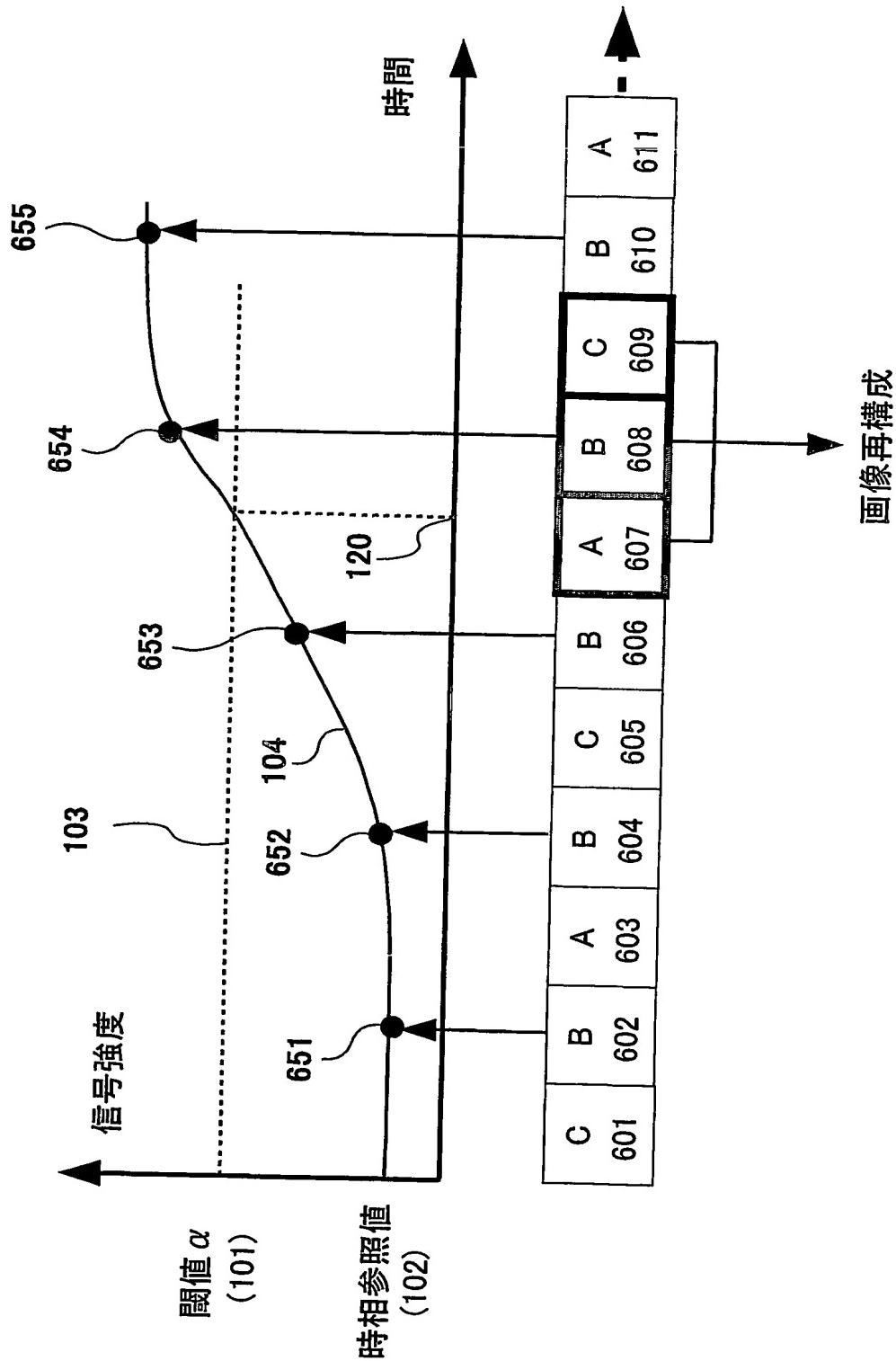
図5b



6/9

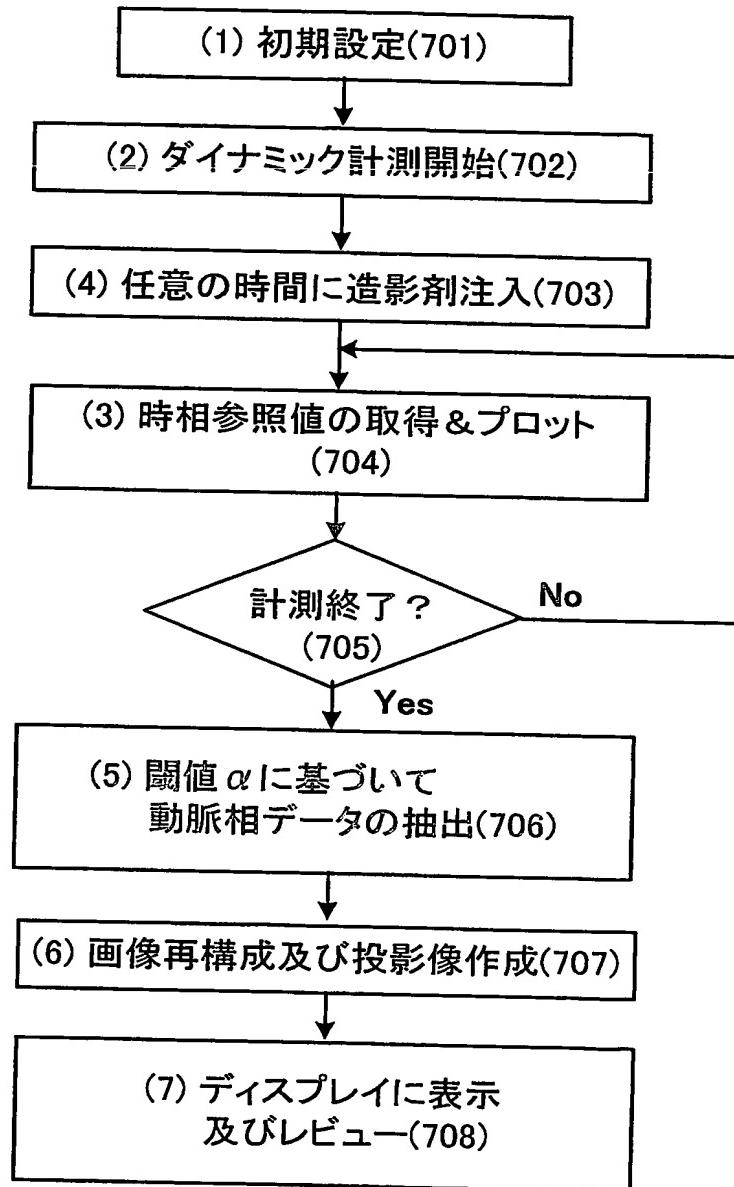
図6

201

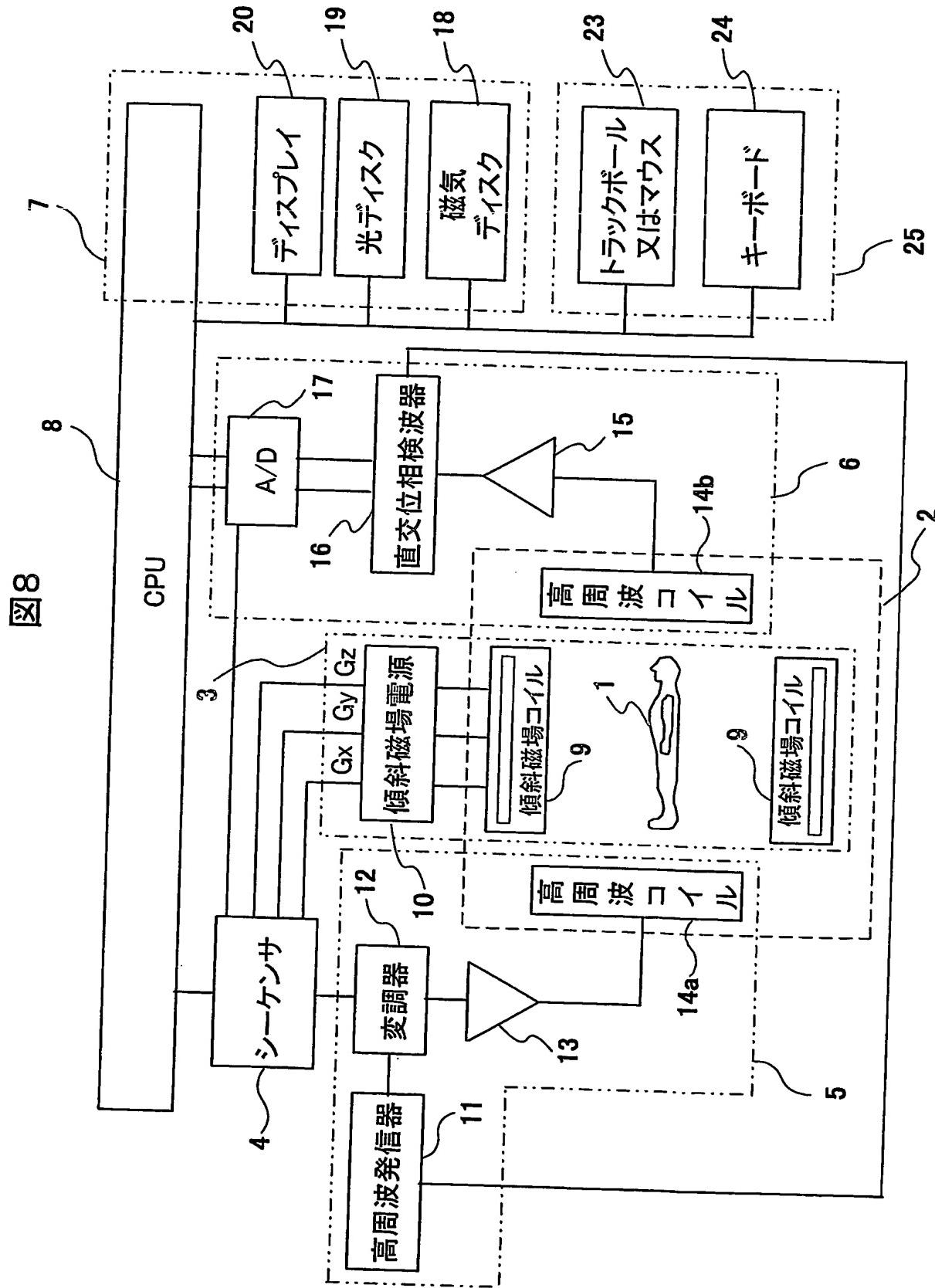


7/9

図7

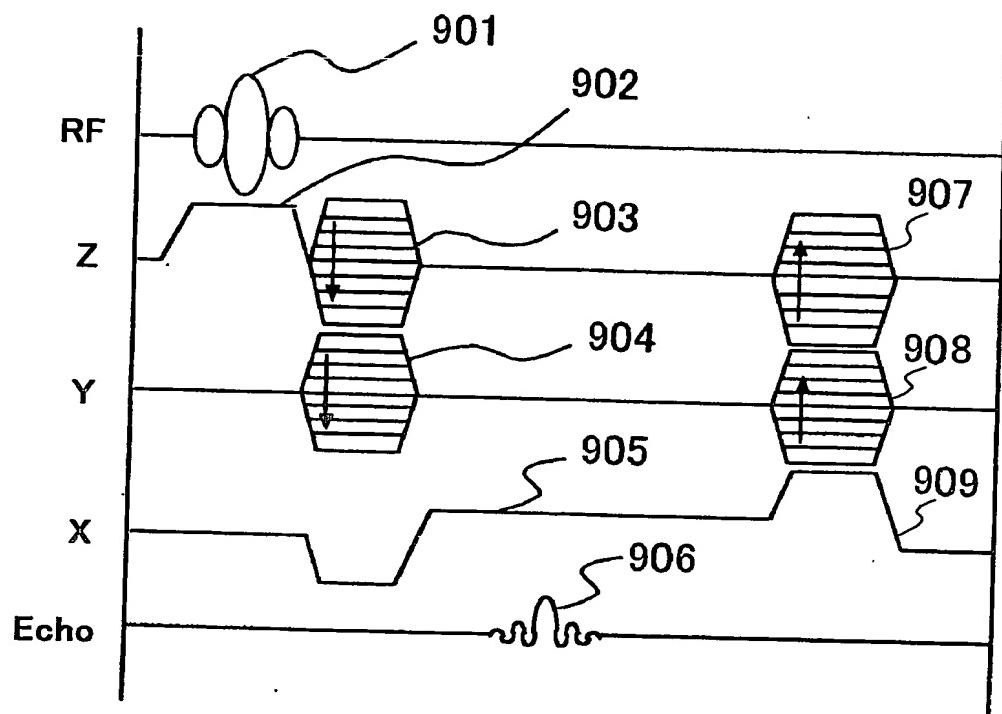


8/9



9/9

図9



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/003274

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/563

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
 Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004  
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-350715 A (Siemens AG.), 19 December, 2000 (19.12.00), Full text; all drawings & DE 19924448 A1 & US 6380740 B1	1-21
A	JP 2002-165775 A (Hitachi Medical Corp.), 11 June, 2002 (11.06.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-21
A	JP 10-5191 A (Wisconsin Alumni Research Foundation), 13 January, 1998 (13.01.98), Full text; all drawings & EP 798566 A1 & US 5713358 A	1-21

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

- \* Special categories of cited documents:
- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
02 April, 2004 (02.04.04)

Date of mailing of the international search report  
20 April, 2004 (20.04.04)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2004/003274

## A. 発明の属する分野の分類(国際特許分類(IPC))

Int. C1' A61B5/055, G01R33/563

## B. 調査を行った分野

## 調査を行った最小限資料(国際特許分類(IPC))

Int. C1' A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

## 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

## 国際調査で使用した電子データベース(データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2000-350715 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 19.12.2000, 全文, 全図 &DE 19924448 A1 &US 6380740 B1	1-21
A	JP 2002-165775 A (株式会社日立メディコ) 11.06.2002, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-21

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献(理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

## の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」同一パテントファミリー文献

## 国際調査を完了した日

02.04.2004

## 国際調査報告の発送日

20.4.2004

## 国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官(権限のある職員)

神谷 直慈

2W 9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C(続き) .	関連すると認められる文献	関連する 請求の範囲の番号
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	
A	JP 10-5191 A (ウイスコンシン アルムニ リサーチ ファウンデーション) 13. 01. 1998, 全文, 全図 &EP 798566 A1 &US 5713358 A	1-21